

Stimolazione elettrica funzionale (FES)

Stimolazione di strutture neuromuscolari prive di innervazione centrale (ma provviste di innervazione periferica), atta a determinare uno o più movimenti funzionalmente utili.

Duchenne de Boulogne (1855, 1871)

Liberson et al. (1961)

Long e Masciarelli (1963)

Vodovnik (1971)

Merletti et al. (1975)

Handa et al. (1989)

Nathan et al. (1990)

Oggi sono in corso di commercializzazione 3 sistemi per ripristinare la funzione della mano: il sistema del gruppo di Cleveland (USA, 1991), del gruppo di Sendai (Giappone, 1990) e di Beer Sheva (Israele, 1992)

OBIETTIVI della FES

- Aumentare il numero di attività che il soggetto può svolgere
- Ridurre la necessità di assistenza
- Ridurre la necessità di altri ausili

SELEZIONE dei pazienti

- Tetraplegia*
- Emiplegia*
- Trauma cranico*
- Sclerosi multipla*
- Paralisi cerebrale infantile*

Per indurre con la FES una contrazione efficace è necessario che il **muscolo** sia **innervato**: i muscoli totalmente denervati non sono utilizzabili funzionalmente, mentre i muscoli parzialmente denervati possono essere attivati efficacemente con elettrodi impiantati.

Nelle mielolesioni una **banda di denervazione** è compresa tra i muscoli sopralesionali (sotto il controllo volontario) e i muscoli sottolesionali (provvisi di innervazione, ma privi del controllo centrale); la cui funzione non può essere ripristinata con la FES.

Per ripristinare la funzione di muscoli denervati vengono utilizzate soluzioni meccaniche (splint e supporti) e/o chirurgiche, associate alla FES.

EVENTI CONCOMITANTI O COMPLICANZE

- avulsione radicolare
- Necrosi dei neuroni delle corna anteriori
- Compressioni midollari
- Compressioni di tronchi periferici (soprattutto n. ulnare)
- Cavità siringomieliiche post-traumatiche

Fatica

Il muscolo stimolato elettricamente si affatica più precocemente rispetto al muscolo che si contrae volontariamente per 2 ordini di motivi:

- **Stimolazione delle stesse fibre nervose o muscolari**
- **L'ordine di reclutamento è invertito**

Per ovviare al primo problema sono stati progettati elettrodi che avvolgono il tronco nervoso che attivano ciclicamente vari contingenti di fibre (**stimolazione a carosello**)(Thoma, 1985) o modalità di **stimolazione regionale ciclica** con elettrodi di superficie (gruppo di Beer Sheva).

Per ridurre i fenomeni di fatica viene utilizzata la minima frequenza di stimolazione: generalmente tra i **10 e 20 Hz** in relazione alla composizione fibrale e all'azione biomeccanica del muscolo stimolato (stabilizzatore, fissatore, primo motore,..)

Il secondo problema è stato affrontato con la stimolazione ad alta frequenza del nervo (**Solomonov et al., 1984**) che può produrre il blocco delle fibre a maggior diametro e ripristinare l'ordine fisiologico di reclutamento, oppure usando (**Fang e Mortimer 1987**) un elettrodo tripolare comprendente un catodo per l'eccitazione delle fibre nervose di piccolo diametro e due anodi per il blocco degli assoni di maggior diametro, ma tali procedure non possono essere applicate nella stimolazione intramuscolare, epimisiale o di superficie.

MODALITÀ DI STIMOLAZIONE

Stimulatori a corrente costante

Forma d'onda: rettangolare bifasica a carica bilanciata

Intensità: 20-150 mA

Durata del singolo impulso: 0.1-0.7 msec

Frequenza di stimolazione

Elettrodi impiantati:

Vantaggi

- La stimolazione non stimola i recettori cutanei
- Possono essere usate più basse intensità di corrente
- Controllo più fine e preciso
- Costanza di prestazione

Di ogni elettrodo impiantato devono essere stabilite: *soglia* (il minimo stimolo necessario ad evocare la contrazione), *guadagno* (cambiamento in produzione di forza o escursione articolare alle modificazioni dello stimolo), *selettività di stimolazione*, *la direzione* della forza prodotta.

Intramuscolari o percutanei: vengono impiantati usando un ago ipodermico nel muscolo ma il cavo di connessione è percutaneo.

Con il tempo l'elettrodo è incapsulato da tessuto connettivo,

Per cui si riduce in una prima fase il gain dell'elettrodo stesso e poi si stabilizza.

Il rischio di rottura, migrazione e infezione è piuttosto basso nei primi 6 mesi.

Epimisiali: si tratta di dischi di platino che vengono suturati all'epimisio.

Combinando alcuni vantaggi della stimolazione di superficie e di quella intramuscolare, ma l'inserzione è più cruenta.

Perineurali: elettrodi ad anello o a spirale possono essere disposti a circondare il nervo periferico o sue branche. Questo approccio ha il vantaggio di consentire un maggior guadagno e la possibilità di limitare i fenomeni di fatica, ma ha lo svantaggio di stimolare contemporaneamente tutti i muscoli innervati da quel nervo, per cui questi elettrodi non vengono generalmente utilizzati per la FES dell'arto superiore.

Intrafascicolari: potrebbero migliorare la selettività di stimolazione rispetto alla stimolazione diretta del nervo. I problemi da risolvere riguardano il fissaggio, la stabilità elettrica, e il possibile danneggiamento del nervo per il contatto meccanico dell'elettrodo o per la stimolazione stessa (modelli e sperimentazione animale gruppo di Enschede).

Sistemi di stimolazione multicanale

Microprocessori o pc

Elettrodi di superficie

Vantaggi:

- Facilità d'uso
- Non invasività

Svantaggi:

- Incostanza della prestazione, perdita della selettività
- Impossibilità di stimolare i muscoli profondi

- Fastidiosa stimolazione cutanea
- Rischio di risposte riflesse indesiderate
- Il movimento dell'arto causato dalla stimolazione può causare spostamenti degli elettrodi

Modalità di stimolazione

Stimulatori a corrente costante

Forma d'onda: rettangolare bifasica a carica bilanciata

Intensità:20-150 mA

Durata del singolo impulso:0.1-0.7 msec

Frequenza di stimolazione:15-30 Hz

Elettrodi impiantati:

Vantaggi:

- La stimolazione non stimola i rec cutanei
- Possono esser usate più basse intensità di corrente
- Controllo più fine e preciso
- Costanza di prestazione

Fenomeni degenerativi

I muscoli paralizzati vanno incontro a modificazioni morfo-funzionali, che possono interferire con il movimento FES assistito.

L'**atrofia da disuso** riduce la capacità di generare forza da parte del muscolo e aumenta i fenomeni di fatica.

Le **modificazioni del tono muscolare** interferiscono con la possibilità di generare forza muscolare, inoltre gli spasmi in estensione possono durare anche diversi secondi ed essere determinati, tra l'altro, dall'input sensoriale massivo determinato dalla FES di superficie multicanale ad alta intensità (per stimolazione dei rec cutanei) o dal movimento dell'arto (per stimolazione di terminazioni sensoriali muscolo-tendinee).

L'**osteoporosi da immobilità** può limitare il range articolare e fratture patologiche possono esser determinate dal tentativo di produrre un aumento del range articolare.

Contratture muscolo-tendinee si possono presentare soprattutto a carico dei muscoli flessori delle dita e limitare l'estensione delle stesse.

Retrazioni muscolo-tendinee o dei tessuti molli si possono presentare specie a carico dei tendini degli estensori delle dita e limitare la flessione delle stesse.

www.fisiokinesiterapia.biz

Selezione dei pazienti

La maggior parte delle ricerche sono state focalizzate sul soggetto tetraplegico, in cui la paralisi dell'arto superiore è bilaterale.

Tuttavia altre popolazioni di pazienti possono beneficiare dell'utilizzo di tali sistemi: pz affetti da **emiplegia**, da esiti di **trauma cranico**, da **sclerosi multipla**, da **paralisi cerebrale infantile**.

Per indurre con la FES una contrazione efficace è necessario che il muscolo sia **innervato**: i muscoli parzialmente denervati non sono utilizzabili funzionalmente, mentre i muscoli parzialmente denervati possono essere attivati efficacemente con elettrodi impiantati.

Nelle mielolesioni una **banda di denervazione** è compresa tra i muscoli sopralesionali (sotto il controllo volontario) e i muscoli sottolesionali (provvisi di innervazione, ma privi del controllo centrale); la cui funzione non può essere ripristinata con la FES.

Per ripristinare la funzione di muscoli denervati vengono utilizzate soluzioni meccaniche (splint e supporti) e/o chirurgiche, associate alla FES.

Lesioni C3-C4: i muscoli della spalla e di tutto l'arto superiore sono paralizzati, ma responsivi alla stimolazione elettrica.

Lesioni C4-C5: muscoli della spalla, gomito e supinatori dell'avambraccio sono paralizzati.

La muscolatura della spalla, i flessori del gomito e gli estensori del polso non sono generalmente stimolabili con la FES di superficie ma possono essere attivati con elettrodi impiantati.

Lesioni C5-C6: la mano e il polso sono paralizzati, gli estensori del polso sono in genere denervati, mentre i flessori rispondono alla FES. I muscoli pronatori in genere non rispondono alla FES, mentre il tricipite brachiale può essere attivato.

Lesione C6-C7: dita e pollice e tricipite brachiale sono paralizzati e denervati.

I quadri descritti possono essere aggravati da vari processi patologici a carico del livello di lesione:

- avulsione radicolare
- Necrosi dei neuroni delle corna anteriori
- Compressioni midollari
- Compressioni di tronchi periferici (soprattutto n. ulnare)
- Cavità siringomieliiche post-traumatiche

Nel pz con **emiplegia** la paralisi dell'arto superiore in genere è differentemente distribuita tra flessori e estensori (più grave sugli estensori) e più grave distalmente, l'ipertono spastico interessa generalmente i muscoli flessori.

Inoltre per la selezione dei pz è necessario che:

- Le **escursioni articolari** nei distretti dell'arto superiore siano adeguate
- Buona **stabilità del tronco** in posizione seduta
- Soddisfacente controllo della **spasticità**
- Fattori psicosociali** hanno un ruolo importante nell'uso completo e continuativo della neuroprotesi.

Deficit sensitivo

La paralisi motoria si accompagna a vari gradi di deficit sensitivo, corrispondenti generalmente al livello lesionale: tracce di sensibilità tattile possono essere presenti al pollice nel mieloleso C6, nelle lesioni più alte è totalmente assente la sensibilità alla mano.

Nell'emiplegico il deficit della sensibilità è molto variabile da soggetto a soggetto, talor si osservano quadri di iperestesia tattile o disestesia, che comunque non rappresentano controindicazioni all'utilizzo dei sistemi FES.

Risposte alla FES del muscolo paralizzato

L'elettrostimolazione induce un incremento di fibre di tipo I, specie se erogata a bassa frequenza di stimolazione (10Hz). Questo fatto è sfruttato come training in funzione dell'applicazione di sistemi FES. Vari protocolli sono stati stilati con tale obiettivo: ad es. protocollo Cleveland (ore notturne) o protocollo Beer Sheva (flessioni/estensioni alternate associate a stimolazioni a bassa frequenza dei muscoli allungati).

La ricerca si è sviluppata secondo 2 opposte filosofie:

- Generazione di configurazioni motorie della massima efficacia funzionale possibile, usando tecnologie minimali e/o più semplici possibili → *Approccio minimalista*
- Emulazione, più stretta possibile di configurazioni motorie fisiologiche → *Approccio della “mano naturale”*

In generale ma non sempre, la prima filosofia è basata su tecnologie non invasive: stimolazione transcutanea con elettrodi di superficie con l'aggiunta di splint quando richiesto. Il secondo approccio prevede l'utilizzo di elettrodi impiantati associato a tecniche di chirurgia ricostruttiva, come artrodesi e trasposizioni muscolo-tendinee.

Approccio minimalista

- 1) Miglior rapporto costi-benefici,
- 2) Bassi costi di manutenzione
- 3) Possibilità da parte del pz di provare il sistema per un periodo di tempo prima di decidere di adottarlo in modo permanente come soluzione della propria disabilità

Approccio della “mano naturale”

- 1) Maggior comfort del pz
- 2) Migliore esteticamente
- 3) Minor rischio di fenomeni degenerativi tardivi delle strutture della mano dovuti a squilibri nell'attivazione muscolare.

Modalità di comando

- Modificazioni dell'angolo articolare della spalla controlaterale rilevato da un elettrogoniometro
- Modificazioni dell'angolo al polso omolaterale
- Interruttori (Beer Sheva)
- Comando vocale
- Atti respiratori
- Segnale EMG monitorato dal m. sternocleidomastoideo o estensore radiale del carpo

Studiando la funzione della mano, Keller et al. (1947) concludono che il soggetto normale usa 2 tipi di presa nella maggior parte dei compiti che richiedono la presa di oggetti di uso comune: *lateral prehension* o *key grip* (34%) e *palmar prehension* o *cilindrical grip* (58%). Queste 2 configurazioni sono quelle maggiormente implementate nei sistemi FES per l'arto superiore.

La prima configurazione è comunemente utilizzata nella presa di oggetti piccoli (es. penna, forchetta, floppy disk), la seconda per oggetti di maggior dimensioni come bicchieri, coppe o libri.

Nella presa laterale sono stimolati i seguenti gruppi muscolari: Estensori, flessori e adduttori del pollice, estensori o flessori della dita secondo la seguente sequenza:

- 1) Estensione delle dita e del pollice
- 2) Riduzione della stimolazione sugli estensori
- 3) Contemporaneo incremento della stimolazione dei flessori delle dita

- 4) Riduzione della stimolazione degli estensori del pollice
- 5) Stimolazione dei flessori (componente adduttoria, notare l'utilizzazione di strategie di cocontrazione).

Nella presa palmare sono stimolati i seguenti gruppi muscolari: abduttore e opponente del pollice, estensori e flessori delle dita. La sequenza di attivazione è la seguente:

- 1) Abduzione del pollice
- 2) Estensione delle dita
- 3) Decremento della stimolazione sugli estensori delle dita
- 4) Contemporaneo incremento della stimolazione sui flessori
- 5) Stimolazione dell'opponente del pollice.

Classificazione di movimenti tramite EMG

Un'appropriate analisi del segnale EMG permette di classificare i movimenti.

Uchida et al.(92), tramite un modello di rete neurale, hanno distinto 5 movimenti delle dita, rilevando il segnale con elettrodi di superficie posti sui flessori delle dita.

Knox et al.(93) hanno prelevato il segnale EMG dal bicipite e tricipite di soggetti sani durante flessione, estensione, pronazione e supinazione. È stato utilizzato un modello di autoregressione che discriminava tra i 4 movimenti.

Egli ha verificato che il metodo migliore consisteva nel posizionare 3 coppie di elettrodi: sul bicipite, sul tricipite e tra i 2 siti.

Zardoshti et al.(93) hanno studiato le caratteristiche del segnale EMG prelevato dai muscoli bicipite e tricipite di soggetti con parte dell'arto sup amputato, per distinguere tra alcuni movimenti; hanno riscontrato che i migliori indici erano l'integrale del segnale rettificato e il primo coefficiente di un

un modello di autoregressione del quarto ordine.

FES per l'arto superiore

Non esistono in letteratura molti lavori sui sistemi FES per l'arto superiore; la maggior parte di essi riguardano studi per ristabilire la funzione della mano e, in misura minore, l'estensione del gomito. Merletti (75) ha proposto un sistema di stimolazione del tricipite e di uno degli estensori della mano negli emiplegici.

A Ljubljana, Vodnik et al.(78) hanno costruito uno stimolatore a un solo canale che utilizzava elettrodi di superficie per attivare gli estensori della mano; la stimolazione era controllata dall'elevazione della spalla controlaterale.

Nel 1988 Strojnik et al. hanno studiato un modello FES, per il controllo della mano paralizzata e costruito un microstimolatore da impiantare nei muscoli dell'avambraccio munito di molti canali di stimolazione per ottenere il controllo dei movimenti fini delle dita.

A partire dagli anni '80 sono stati sviluppati, negli USA e Giappone, sistemi FES in pz con tetraplegia a livello C6, C5 o C4. Nel primo caso viene in genere conservato il controllo della spalla, la flessione del gomito e, in parte, l'estensione del polso; nel secondo caso non c'è controllo oltre il gomito; nel terzo caso, il più grave, non si ha sufficiente controllo neppure a livello del capo e della spalla.

Miller et al.(89) hanno stimolato elettricamente il tricipite di tetraplegici C5/C6 in modo da ottenere l'estensione del gomito. Come input hanno utilizzato 3 angoli, che identificavano la posizione del braccio nello spazio. Ai soggetti, reclutati tra pz senza spasticità severa o risposte riflesse, venivano applicati elettrodi intramuscolari e un apparato esterno per il comando di input.

Kilgore et al.(89) hanno studiato 23 tetraplegici C5/C6 per ripristinare loro la funzione della mano.

Il comando era dato muovendo la spalla; il comando era unico ma alla sua intensità corrispondeva un'intensità proporzionale della stimolazione.

Il segnale del comando variava dallo 0 al 100%, dove 0 corrispondeva alla mano aperta e 100 alla mano chiusa esercitante la forza massima.

Per determinare i parametri di stimolazione è stato utilizzato il segnale EMG, rettificato e filtrato, registrato in soggetti di controllo dagli stessi muscoli che devono esser stimolati nei pz.

In realtà l'applicabilità di tale metodo non è chiara in quanto la muscolatura dei pz subisce modificazioni; d'altra parte non si può prelevare il segnale da arti paralizzati.

Come elettrodi di stimolazione sono stati utilizzati elettrodi percutanei intramuscolari, impiantati nei muscoli responsabili delle funzioni della mano. Erano previsti 2 tipi di pattern, in modo da consentire la presa di oggetti piccoli e grandi (presa laterale e palmare). I pz utilizzavano un trasduttore montato sulla spalla per modulare il comando che era inviato a uno stimolatore portatile a 16 canali che inviava uno dei 2 patterns ai muscoli dell'avambraccio e della mano.

La scelta dei 2 pattern è dovuta al fatto che i soggetti normali utilizzano 2 configurazioni per svolgere la maggior parte dei compiti. Le capacità funzionali dei soggetti con e senza applicazione della FES sono state confrontate durante lo svolgimento di alcuni compiti quali l'utilizzo delle posate, di una penna o del telefono.

Ciascun compito è stato eseguito meglio con l'applicazione della FES. Il miglioramento era più evidente nei soggetti C5 perché i C6 erano più autosufficienti anche prima dell'applicazione della FES.

Inoltre tutti i pz sono riusciti ad integrare i movimenti indotti con quelli volontari.

Anche Akazawa et al.(89) hanno descritto un sistema per ristabilire la funzione della mano in pz con tetraplegia C5. Il comando veniva dato muovendo la spalla, il segnale era poi raccolto da un trasduttore inviato ad uno stimolatore a 16 canali e, da questo giungeva, attraverso degli elettrodi, nei muscoli appropriati per produrre il movimento desiderato.

Sono stati utilizzati elettrodi intramuscolari, che venivano impiantati nel flessore e nell'estensore lungo del pollice.

Prima di essere connesso al pz, lo stimolatore era connesso a un computer che permetteva di modificare il programma memorizzato nello stimolatore fino a produrre il movimento corretto. Il caso descritto era quello di un tetraplegico di 44 aa coinvolto 7 anni prima in un incidente stradale.

Con l'applicazione della FES era nuovamente in grado di prendere oggetti.

Recentemente Menberg et al.(94) hanno studiato un metodo per valutare quantitativamente gli outputs del sistema precedentemente descritto, cioè la posizione della mano e soprattutto la forza. Hanno verificato che quando il comando superava il 40% la forza della presa aumentava.

Hoshimiya et al.(89) hanno invece studiato un sistema FES per ristabilire la funzione della mano nel caso di tetraplegia a livello C4. Poiché in tali pz non c'è sufficiente motilità a livello di spalla e capo, il comando veniva dato con modalità diverse:

- 1)Espirazione intermittente
- 2)Espirazione e inspirazione

FES e fatica muscolare

Sono state descritte tecniche di stimolazione che permettono di ottenere un'eccitazione neuromuscolare più modulabile sia nella frequenza di scarica sia nel reclutamento delle unità motorie in modo tale da ottenere una maggiore resistenza alla fatica.

Marsden et al.(83) hanno suggerito, piuttosto che usare basse frequenze costanti, di:

- 1)Diminuire progressivamente la frequenza dell'impulso
- 2)Determinare il numero ottimale di impulsi per ottenere il massimo valore dell'integrale forza/tempo.

Anche Karn et al. (84) hanno determinato, durante contrazione isometrica, il numero ottimale di impulsi per produrre un alto valore dell'integrale forza/tempo, considerando che la fatica è funzione del numero di impulsi.

Anche D'Alessio et al.(87) cercarono una tecnica di stimolazione in modo da ridurre la fatica. Ottennero un risultato favorevole utilizzando sequenze di impulsi di durata compresa tra 40 e 50 μ s a intervalli di 400-500 μ s.

Tai et al.(92) hanno analizzato fibre nervose senza mielina in pz con danni al motoneurone superiore e hanno proposto un modello per stimolare selettivamente le fibre nervose a diametro minore che utilizzava impulsi bifasici. Più recentemente Yoshida (92) ha verificato, sul gatto, che la fatica può essere ridotta utilizzando elettrodi di stimolazione intrafascicolari in quanto:

- Tali elettrodi reclutano le fibre in ordine misto
- Gli elettrodi ruotano e quindi sono sequenzialmente attivati sottoinsiemi diversi di unità motorie e il lavoro per produrre un dato livello di contrazione è distribuito tra i 2 sottoinsiemi.

www.fisiokinesiterapia.biz

FES

La FES è un metodo di stimolazione tendente a provocare contrazioni controllate di muscoli privi di innervazione centrale, atte a determinare movimenti funzionalmente utili.

Nei muscoli sottoposti a prolungata stimolazione elettrica compaiono trasformazioni adattative. La trasformazione più evidente riguarda la % di fibre di tipo II che diminuisce, mentre quella delle fibre di tipo I aumenta. Tale cambiamento rende il muscolo più resistente alla fatica protratta, il che è particolarmente importante nella FES. Infatti un aspetto rilevante da considerare è rappresentato dall'insorgenza della fatica, che è influenzata dalla frequenza di stimolo (tanto più alta è la frequenza quanto più alta è la perdita della quantità di forza durante l'attivazione muscolare).

Si deve tener conto principalmente dei seguenti fattori:

- 1) Un muscolo stimolato elettricamente si affatica più precocemente rispetto ad un muscolo che si contrae volontariamente perché nel primo caso sono stimulate sempre le stesse fibre nervose con le relative unità motorie, mentre nel secondo il lavoro è suddiviso nel tempo tra le diverse unità:
- 2) l'ordine di reclutamento viene invertito, vengono cioè reclutate prima le unità motorie costituite da fibre di diametro maggiore e poi quelle a diametro minore.

Un ulteriore problema è rappresentato dal rischio di infezioni prodotte dagli elettrodi di stimolazione.